



① BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑩ DE 196 19 734 A 1

⑤ Int. Cl. 8:
H 04 N 1/407
H 04 N 7/18
A 61 B 1/04
A 61 B 1/07
G 01 J 1/10

⑳ Aktenzeichen: 196 19 734.1
㉔ Anmeldetag: 15. 5. 96
㉕ Offenlegungstag: 21. 11. 96

DE 196 19 734 A 1

③ Unionspriorität: ③② ③③ ③①
18.05.95 JP P 7-116801 18.05.95 JP P 7-116802
18.05.95 JP P 7-119615

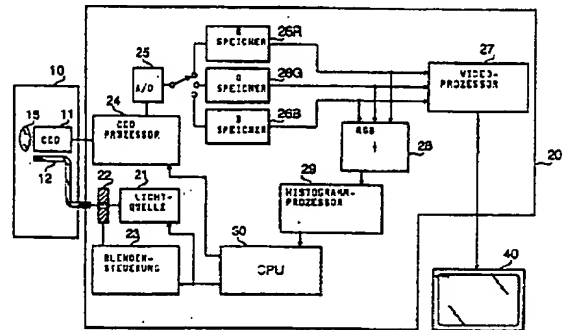
㉑ Anmelder:
Asahi Kogaku Kogyo K.K., Tokio/Tokyo, JP

㉒ Vertreter:
Schaumburg und Kollegen, 81679 München

㉓ Erfinder:
Ozawa, Ryo, Tokio/Tokyo, JP; Iketani, Kohei,
Tokio/Tokyo, JP

⑤④ Elektronisches Endoskopsystem

⑤⑦ In einem elektronischen Endoskopsystem zum Erfassen eines Bildes von einem Objekt durch Verwenden eines CCD-Elementes (11) wird ein Helligkeitssignal auf der Grundlage des Ausgangssignals des CCD-Elementes (11) erzeugt und eine Histogrammbearbeitung mit dem Helligkeitssignal (Y) durchgeführt. Eine Blendenöffnung (22) zum Regulieren der Lichtmenge, die auf ein zu beobachtendes Objekt trifft, wird abhängig von einer Berechnung auf der Grundlage der Histogrammdaten gesteuert.



DE 196 19 734 A 1

X4

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein elektronisches Endoskopsystem, das ein Bild von einem Objekt durch Verwenden eines Abbildungsgerätes erfaßt, das erfaßte Bild bearbeitet und das bearbeitete Bild auf einem Bildschirm zum Betrachten darstellt.

In dem bekannten elektronischen Endoskopsystem wird durch ein optisches System ein Objektbild (z. B. ein inneres Organ oder ein Trakt des menschlichen Körpers) auf einem Abbildungsgerät abgebildet, wie z. B. einem CCD-Element. Das Abbildungsgerät gibt ein elektrisches Signal an einen Videoprozessor ab. Der Videoprozessor bearbeitet das Signal und gibt ein Videosignal zum Bildschirm ab, um das durch das elektronische Endoskopsystem erfaßte Bild darzustellen.

Fig. 1 zeigt ein bekanntes elektronisches Endoskopsystem mit einem Endoskop-Einführteil 50 und einem Videoprozessor 60. Das Endoskop-Einführteil 50 hat ein Abbildungsgerät, wie z. B. ein CCD-Element 51, zum Erfassen eines Bildes von einem Objekt. Licht von einer Lichtquelle 66, die im Videoprozessor 60 angeordnet ist, wird durch eine Blende 67 und ein Glasfaserkabel 52 zu dem zu betrachtenden Objekt übertragen. Eine Lichtdurchtrittsfläche der Blende 67 wird durch eine Blendensteuerung 65 eingestellt (d. h., die Größe der Öffnung wird geändert).

Das Bild des Objektes wird durch eine Linse 55 auf dem CCD-Element 51 abgebildet. Das CCD-Element 51 gibt daraufhin ein Bildsignal an einen ersten Signalprozessor 61 des Videoprozessors 60 ab. Das Bildsignal wird bearbeitet und anschließend zu einem zweiten Signalprozessor 62 übertragen, der das bearbeitete Bildsignal in ein Videosignal umwandelt, wie z. B. das NTSC-Signal, das danach auf dem Bildschirm 80 dargestellt wird.

Das vom ersten Signalprozessor 61 ausgegebene bearbeitete Bildsignal wird außerdem zu einem Spitzenwertdetektor 63 und einem Mittelwertdetektor 64 übertragen. Eine Bedienperson wählt mit Hilfe eines Bedienfeldes 69 den Spitzenwertdetektor 63 oder den Mittelwertdetektor 64 aus. Ein Mikroprozessor 68 empfängt ein Bediensignal vom Bedienfeld 69 und betätigt Schalter 71 und 72, um entweder den Spitzenwertdetektor 63 oder den Mittelwertdetektor 64 wirksam zu schalten.

Die Blendensteuerung 65 steuert die Öffnung der Blende 67 abhängig von einem Ausgangssignal des Spitzenwertdetektors 63 oder des Mittelwertdetektors 64. Somit wird die Öffnung der Blende abhängig vom bearbeiteten Bildsignal eingestellt, um einen gleichbleibenden Mittelwert oder Spitzenwert der Helligkeit des beobachteten Bildes zu erhalten.

Bei dem beschriebenen Endoskopsystem muß jedoch die Bedienperson von Hand die Art der Bearbeitung auswählen, die mit dem Bildsignal durchgeführt wird, um die Öffnungsgröße der Blende 67 zu steuern. Das mindert die Leistungsfähigkeit des elektronischen Endoskopsystems und erhöht die Belastung der Bedienperson ebenso wie die eines Patienten, der mit dem Endoskopsystem untersucht wird.

Außerdem kann es in dem bekannten elektronischen Endoskopsystem vorkommen, daß, wenn es innerhalb eines beobachteten Gebietes einen Teil gibt, der wesentlich heller als ein anderer Teil ist, die Helligkeit des helleren Teils den Mittelwert der Helligkeit des gesamten beobachteten Gebietes bestimmt. In diesem Fall könnte die Blende mehr als notwendig geschlossen werden, so daß der andere Teil nicht mehr beobachtet werden könnte, weil auf das betreffende Gebiet nicht genügend Licht auftrifft, auch wenn der Mittelwert der Helligkeit unverändert geblieben ist.

Weiterhin verändert sich der Mittelwert der Helligkeit des beobachteten Gebietes abhängig vom Typ des CCD-Elementes, der Vergrößerung des Bildes, und anderer Faktoren, auch wenn die Lichtmenge, die vom Glasfaserkabel abgestrahlt wird, gleich bleibt.

Wenn der Videoprozessor 60 des elektronischen Endoskopsystems für den Gebrauch mit einem Bildschirm eines Fernsehsystems entworfen wurde, wie z. B. NTSC, das eine bestimmte Bildwiederholungsrate hat, und wenn das elektronische Endoskopsystem dann mit einem Bildschirm eines anderen Fernsehsystems verwendet wird, wie z. B. PAL, das eine abweichende Bildwiederholungsrate hat, ist es notwendig, Bauelemente auszuwechseln; z. B. muß ein Kondensator, der die Zeitkonstante des Spitzenwertdetektors 63 und des Mittelwertdetektors 64 bestimmt, mit einem geeigneten Kondensator ausgetauscht werden. Somit muß der Bauraum der Schaltung vergrößert werden, um den zusätzlichen Kondensator aufzunehmen, wenn ein Anpassen des elektronischen Endoskopsystems für den Betrieb mit verschiedenen Bildschirmen gefordert ist.

Aufgabe der Erfindung ist es, ein verbessertes elektronisches Endoskopsystem anzugeben, in dem die Helligkeit des Bildschirms geeignet eingestellt wird.

Dazu gehört, daß in dem verbesserten elektronischen Endoskopsystem die Bildwiederholungsrate des Videosignals leicht eingestellt werden kann und der Bauraum des elektronischen Endoskopsystems in seiner Größe reduziert werden kann.

Die Erfindung sieht ein elektronisches Endoskopsystem zum Erfassen eines Bildes von einem Objekt durch Verwenden eines Abbildungsgerätes vor, mit einer Beleuchtungsvorrichtung zum Beleuchten des Objekts, mit einer Aufnahmeverrichtung zum Aufnehmen von Bilddaten des Objekts, einer Vorrichtung zum Ermitteln von Helligkeitsdaten aus den Bilddaten, einer Auswertevorrichtung zum Durchführen einer Histogrammbearbeitung mit den Helligkeitsdaten und mit einer Steuerung zum Steuern der von der Beleuchtungsvorrichtung abgestrahlten Lichtmenge abhängig vom Ergebnis der Histogrammbearbeitung.

Da die Histogrammbearbeitung angewendet wird, kann die Öffnungsgröße der Blende auf der Grundlage der Ergebnisdaten der Histogrammauswertung geeignet auf verschiedenen Wegen gesteuert werden, ohne daß eine zusätzliche Schaltungsanordnung notwendig ist, wie z. B. ein Mittelwertdetektor, ein Spitzenwertdetektor usw.

In der Beleuchtungsvorrichtung können enthalten sein: eine Lichtquelle, ein Glasfaserkabel zum Übertragen des Lichtes von der Lichtquelle zum Objekt, wobei das Objekt beleuchtet wird, und eine Blende zwischen der Lichtquelle und dem Glasfaserkabel, wobei die Steuerung die Öffnungsgröße der Blende verändert, um die Lichtmenge zu ändern. Somit kann die Lichtmenge leicht geändert werden. Auch andere Alternativen können

angewendet werden. Anstatt des Veränderns der Öffnungsgröße kann z. B. eine Vielzahl von Filtern mit verschiedener Durchlässigkeit angeordnet werden, um die Lichtmenge einzustellen.

In einem Ausführungsbeispiel hat das elektronische Endoskopsystem außerdem eine Anzeige zum Darstellen des Objektbildes, eine Anzeigesteuerung zum Steuern der Bilddaten derart, daß ein zu einem Teil der Bilddaten gehörendes Bild auf der Anzeige dargestellt wird, wobei die Auswertevorrichtung die Histogrammbearbeitung nur mit dem Teil der Bilddaten durchführt, der auf der Anzeige dargestellt wird. Da nur die notwendigen Daten bearbeitet werden, ist die Leistungsfähigkeit erhöht und somit verbessert sich die Bearbeitungsgeschwindigkeit.

Das elektronische Endoskopsystem kann eine Vorrichtung zum Umwandeln der Helligkeitsdaten abhängig vom Ergebnis der Histogrammbearbeitung enthalten, wobei die Steuerung die Beleuchtungsvorrichtung zum Ändern der Helligkeit des Objektes gemäß der umgewandelten Helligkeitsdaten ansteuert.

Wenn die Helligkeitsdaten abhängig vom Ergebnis der Histogrammbearbeitung umgewandelt werden, verbessert sich der dynamische Bereich und/oder der Kontrast des dargestellten Bildes. Sind die erfaßten Daten RGB-Daten, so ist es möglich, die Helligkeitsdaten und Farbdifferenzdaten von diesen Daten zu erzeugen. Werden die RGB-Daten unter Verwendung der Farbdifferenzdaten wiederhergestellt, nachdem die Helligkeitsdaten zum Erzielen eines verbesserten Bildes umgewandelt wurden, können verbesserte RGB-Daten erhalten werden, die die Qualität des dargestellten Bildes erhöhen.

Die Erfindung wird im folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Darin zeigen:

Fig. 1 ein Blockdiagramm eines bekannten elektronischen Endoskopsystems,

Fig. 2 ein Blockdiagramm eines ersten Ausführungsbeispiels eines elektronischen Endoskopsystems gemäß der Erfindung,

Fig. 3 ein Beispiel eines Histogramms zur Darstellung der Beziehung zwischen dem Helligkeitswert und der Anzahl von Pixeln eines im elektronischen Endoskopsystem beobachteten Bildes,

Fig. 4 ein Flußdiagramm eines Steuerungsablaufs, der durch den Mikroprozessor des elektronischen Endoskopsystems ausgeführt werden,

Fig. 5 ein Blockdiagramm eines elektronischen Endoskopsystems nach einem zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 6 ein Blockdiagramm einer Fensterauswahlschaltung nach Fig. 5,

Fig. 7A bis 7D Beispiele von Fenstern, die mit Hilfe der in Fig. 6 gezeigten Fensterauswahlschaltung ausgewählt werden können,

Fig. 8A und 8B ein Flußdiagramm eines Steuerungsablaufs, der durch einen Mikroprozessor des elektronischen Endoskopsystems nach dem zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung ausgeführt wird,

Fig. 9 ein Blockdiagramm eines elektronischen Endoskopsystems nach einem dritten Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 10 ein Beispiel eines Histogramms zur Darstellung der Abhängigkeit zwischen der Helligkeit und der Anzahl der Pixel eines im elektronischen Endoskopsystem beobachteten Bildes,

Fig. 11 ein aufsummiertes Histogramm entsprechend dem Histogramm in Fig. 10,

Fig. 12 ein normalisiertes Histogramm entsprechend dem Histogramm in Fig. 10,

Fig. 13 ein umgewandeltes Histogramm auf der Grundlage des normalisierten Histogramms aus Fig. 12, und

Fig. 14A und 14B ein Flußdiagramm eines Steuerungsablaufs, der durch einen Mikroprozessor des elektronischen Endoskopsystems nach dem dritten Ausführungsbeispiel der Erfindung ausgeführt wird.

Fig. 2 zeigt ein Blockdiagramm eines ersten Ausführungsbeispiels eines elektronischen Endoskopsystems nach der Erfindung. Das elektronische Endoskopsystem hat ein elektronisches Endoskop-Einführteil 10 und einen Videoprozessor 20. Das Endoskop-Einführteil 10 hat ein Abbildungsgerät, wie z. B. ein CCD-Element 11, zum Erfassen eines Bildes von einem Objekt. Licht von einer Lichtquelle 21, die im Videoprozessor 20 angeordnet ist, wird durch eine Blende 22 und ein Glasfaserkabel 12 zu dem betrachteten Objekt übertragen. Eine Lichtdurchtrittsfläche (d. h., die Öffnungsgröße) der Blende 22 wird durch eine Blendensteuerung 23 eingestellt.

Das Bild des betrachteten Objekts wird durch ein optisches System 15 auf dem CCD-Element 11 abgebildet. Das CCD-Element 11 gibt ein Bildsignal an einen CCD-Prozessor 24 aus, der das Bildsignal in ein analoges Videosignal umwandelt. Das analoge Videosignal wird anschließend durch einen Analog-/Digitalwandler 25 in digitale Videodaten umgesetzt. Die Lichtquelle 21 strahlt nacheinander rotes, grünes und blaues Licht mit Hilfe eines nicht dargestellten Filtermechanismus aus und ein Mikroprozessor 30 steuert den A/D-Umsetzer so, daß die richtige Farbinformation in Speichern 26R, 26G und 26B synchron mit dem Wechsel der Lichtfarbe ausgegeben wird.

Nachdem die zu einer Aufnahme gehörenden digitalen Videodaten in den drei Speichern 26R, 26G und 26B gespeichert wurden, werden die digitalen Videodaten aus den drei Speichern 26R, 26G und 26B gleichzeitig gelesen und einem Videoprozessor 27 zugeführt. Der Videoprozessor 27 bearbeitet die digitalen Videodaten und gibt an einen Bildschirm 40 ein analoges RGB-Signal aus. Die digitalen Videodaten werden außerdem zu einem Helligkeitssignalgenerator 28 übertragen, der ein Helligkeitssignal Y aus der roten, der grünen und der blauen Komponente der digitalen Videodaten erzeugt. Das Helligkeitssignal Y wird einem Histogrammprozessor 29 zugeführt, um Eingangsdaten für den Mikroprozessor 30 bereitzustellen.

Der Mikroprozessor 30 verwendet die vom Histogrammprozessor ausgegebenen Daten, um den minimalen Helligkeitswert, den mittleren Helligkeitswert, den medialen Helligkeitswert und den maximalen Helligkeitswert zu berechnen. Fig. 3 stellt ein Beispiel eines Histogramms dar, das die Helligkeitsverteilung in einem durch das CCD-Element 11 erfaßten Bild zeigt.

Der Mikroprozessor 30 berechnet außerdem die Streuung und die Standardabweichung des Helligkeitssignals Y unter Verwendung der Ausgangsdaten des Histogrammprozessors 29. Die Gleichungen für die Berechnung des Mittelwertes (Durchschnitt), der Standardabweichung und der Streuung des Helligkeitssignals Y sind:

$$\text{Mittelwert} = \frac{\sum (Dval_N \times P_N)}{P_T}$$

$$\text{Standardabweichung} = \sqrt{\frac{\sum [(Dval_N - \text{Mittelwert})^2 \times P_N]}{P_T}}$$

$$\text{Streuung} = \frac{\sum [(Dval_N - \text{Mittelwert})^2 \times P_N]}{P_T}$$

wobei $Dval_N$ der Helligkeitswert, P_N die Anzahl der Pixel mit dem Helligkeitswert $Dval_N$ und P_T die Gesamtanzahl der Pixel ist.

Der Mikroprozessor 30 gibt Steuersignale an die Blendensteuerung 23, die Lichtquelle 21 und den CCD-Prozessor 24 ab, um die zum Beleuchten des Objektes durch das Glasfaserkabel 12 übertragene Lichtmenge und die Größe der Verstärkung des durch den CCD-Prozessor 24 bearbeiteten Bildsignals zu steuern. Die Folge ist, daß die Helligkeit des erfaßten Bildes und die Qualität des beobachteten Bildes geeignet bleiben. Das Eingeben des für die obige Steuerung zu verwendenden Helligkeitswertes erfolgt mit Hilfe eines nicht dargestellten Bedienfeldes des Videoprozessors 20. Zum Beispiel wird unten in der Beschreibung ein Bereich des Helligkeitswertes verwendet. In diesem Fall wird der Bereich mit Hilfe des Bedienfeldes definiert. Der Helligkeitswertebereich ist als Bereich zwischen dem maximalen und dem minimalen Wert definiert.

Fig. 4 zeigt ein Flußdiagramm eines Steuerungsablaufs, der durch den Mikroprozessor 30 ausgeführt wird, wenn die Blende 22 eingestellt wird. Zu Beginn werden in Schritt S1 die Histogrammdaten aus dem Histogrammprozessor 29 gelesen. Danach berechnet der Mikroprozessor 30 in Schritt S3 den mittleren (durchschnittlichen) Helligkeitswert aus den bearbeiteten Daten. In Schritt S5 wird festgestellt, ob der mittlere Helligkeitswert größer als das Maximum eines erlaubten Helligkeitsbereiches ist. Wenn der mittlere Helligkeitswert größer als das Maximum des erlaubten Helligkeitsbereiches ist (S5: JA), dann wird die Blende 22 in Schritt S7 um einen Schritt geschlossen, um den mittleren Helligkeitswert zu verringern, woraufhin das Verfahren im Schritt S1 fortgesetzt wird.

Ist jedoch der mittlere Helligkeitswert nicht größer als das Maximum des erlaubten Helligkeitsbereiches (S5: NEIN), dann wird in Schritt S9 geprüft, ob der mittlere Helligkeitswert kleiner als das Minimum des erlaubten Helligkeitsbereiches ist. Ist der mittlere Helligkeitswert kleiner als das Minimum des erlaubten Bereiches (S9: JA), dann wird die Blende 22 in Schritt S11 um einen Schritt geöffnet, um den mittleren Helligkeitswert zu erhöhen, worauf das Verfahren in Schritt S1 fortgesetzt wird. Befindet sich der mittlere Helligkeitswert innerhalb des erlaubten Bereiches (S9: NEIN), wird Schritt S11 nicht ausgeführt, so daß die Öffnungsgröße nicht geändert wird, und das Verfahren wird im Schritt S1 fortgesetzt.

Wie oben beschrieben wird die Öffnungsgröße der Blende 22 abhängig vom mittleren Helligkeitswert des durch das CCD-Element 11 erfaßten Bildes gesteuert. Es ist jedoch auch möglich, die Öffnungsgröße der Blende 22 abhängig vom medialen Helligkeitswert, einem maximalen Helligkeitswert oder einem minimalen Helligkeitswert zu steuern. Da die Öffnungsgröße der Blende 22 abhängig von den durch den Histogrammprozessor 29 bearbeiteten Daten gesteuert wird, kann abhängig von der Bedingung des beobachteten Objektes und/oder abhängig vom Typ des CCD-Elementes 11 der geeignetste Wert aus dem maximalen Helligkeitswert, dem minimalen Helligkeitswert, dem medialen Helligkeitswert und dem mittleren Helligkeitswert ausgewählt werden, um die Blende 22 zu steuern.

Fig. 5 zeigt ein Blockdiagramm eines zweiten Ausführungsbeispiels des elektronischen Endoskopsystems. Das elektronische Endoskopsystem hat ein elektronisches Endoskop-Einführteil 110 und einen Videoprozessor 120. Das elektronische Endoskop-Einführteil 110 ist gleichartig zu dem oben im ersten Ausführungsbeispiel beschriebenen elektronischen Endoskop-Einführteil 10 aufgebaut, enthält jedoch weiterhin einen Festwertspeicher 13 und einen ersten Wahlschalter 14a und einen zweiten Wahlschalter 14b. Der Videoprozessor 120 ist gleichartig zu dem oben im ersten Ausführungsbeispiel beschriebenen Videoprozessor 20 aufgebaut, enthält jedoch außerdem einen Varioprozessor 31, eine Fensterauswahlschaltung 32 und ein Bedienfeld 33. Außerdem ist der Mikroprozessor 30 des ersten Ausführungsbeispiels durch einen Mikroprozessor 30A im zweiten Ausführungsbeispiel ersetzt.

Fig. 6 zeigt ein Blockdiagramm der Fensterauswahlschaltung 32. Wie in Fig. 6 zu erkennen ist, wählt der Mikroprozessor 30A je nach Stellung der Wahlschalter 14a und 14b einen von vier Datenbegrenzern 32a bis 32d aus, die den vier Fenstern entsprechen (FENSTER 1, FENSTER 2, FENSTER 3 und FENSTER 4), die später erläutert werden. Die vier Datenbegrenzer 32a bis 32d dienen zum Festlegen verschiedener Datenbereiche, die in den vier Fenstern FENSTER 1 bis FENSTER 4 dargestellt werden.

Fig. 7A bis 7D zeigen Beispiele der vier verschiedenen Fenster FENSTER 1 bis FENSTER 4, von denen jedes als ein aktives Gebiet des beobachteten Objektes definiert ist. In den Fig. 7A bis 7D kennzeichnen die schraffierten Regionen Flächen der lichtempfangenden Fläche 11R des CCD-Elementes 11. Die Bedienperson des Endoskops kann einen gewünschten Bereich des Objektes nur dadurch auswählen, daß sie eines der vier in den Fig. 7A bis 7D gezeigten Fenster auswählt. Nur das zu der ausgewählten Region der lichtempfangenden Fläche

11R gehörende Bild wird auf dem Bildschirm 40 bildschirmfüllend dargestellt. Wenn das in Fig. 7B gezeigte Fenster FENSTER 2 ausgewählt wird, wird der ausgewählte Bereich (d. h. der schraffierte Bereich in der Zeichnung) vergrößert dargestellt. Wenn das Fenster FENSTER 2 ausgewählt wird, wird das auf dem Bildschirm 14 dargestellte Bild bezüglich des Originalbildes (ein Bild, das dargestellt wird, wenn FENSTER 1 ausgewählt wird) zweifach vergrößert. Wenn das in Fig. 7C gezeigte Fenster FENSTER 3 ausgewählt wird, wird die Vergrößerung des Bildes des ausgewählten Gebietes des Objektes zwei und der mittlere Bereich wird ausgeblendet. Wenn das in Fig. 7D gezeigte Fenster FENSTER 4 ausgewählt wird, wird die Vergrößerung des dargestellten Bildes des ausgewählten Bereiches des Objektes vier. Wählt die Bedienperson eines der Fenster, so steuert der Mikroprozessor 30a den Varioprozessor 31 so, daß er nur Daten ausgibt, die zu dem ausgewählten Bereich der Bilddaten gehören. Der Varioprozessor 31 gibt die Bilddaten nach der Bearbeitung des Teils der Daten in Übereinstimmung mit der Vergrößerung aus. Wie oben beschrieben, gestattet jedes der vier Fenster, unterschiedliche Regionen des Bildes auf dem Bildschirm darzustellen. Somit kann die Bedienperson schnell eine Region des Bildes zum Darstellen auf dem Monitor 40 auswählen. Der Histogrammprozessor 29 empfängt außerdem die digitalen Bilddaten für den Teil des Bildes, der auf dem Monitor 40 dargestellt wird, da der Varioprozessor 31 nur Daten ausgibt, die den auf dem Bildschirm 40 dargestellten Daten entsprechen.

Die Fig. 8A und 8B zeigen ein Flußdiagramm eines Steuerungsablaufs, der durch den Mikroprozessor 30 entsprechend dem zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung ausgeführt wird.

In Schritt S21 wird ein Startzustand des elektronischen Endoskopsystems erreicht, indem z. B. einer der Datenbegrenzer 32a bis 32d ausgewählt ist. Im zweiten Ausführungsbeispiel wird das Fenster FENSTER 1 als Starteinstellung ausgewählt, wodurch der Datenbegrenzer 32a im Initialisierungsschritt S21 wirksam geschaltet wird. Im Schritt S23 werden die im Festwertspeicher 13 gespeicherten Daten ausgelesen.

In Schritt S25 wird geprüft, ob die ausgelesenen Daten des Festwertspeichers 13 mit vorgegebenen Daten DATA1 übereinstimmen.

Stimmen die aus dem Festwertspeicher 13 ausgelesenen Daten mit den vorgegebenen Daten DATA1 überein (S25: JA), dann wird in Schritt S27 das Fenster FENSTER 2 ausgewählt und ein Vergrößerungsfaktor des Varioprozessors 31 auf zwei eingestellt (d. h. eine Betriebsart mit doppelter Vergrößerung). In diesem Fall steuert der Mikroprozessor 30 die Fensterauswahlschaltung 32 so, daß der zweite Datenbegrenzer 32b ausgewählt ist. Anschließend wird Schritt S29 ausgeführt.

Wenn die aus dem Festwertspeicher 13 ausgelesenen Daten nicht mit den vorgegebenen Daten DATA1 übereinstimmen (S25: NEIN), dann wird Schritt S27 nicht ausgeführt.

In Schritt 29 werden die Einstellungen der Schalter 14A und 14B festgestellt. Anschließend wird in Schritt 30 festgestellt, ob der Schalter 14A in EIN-Stellung ist. Ist der Schalter 14A in EIN-Stellung (S30: JA), dann wählt der Mikroprozessor 30 das Fenster FENSTER 3 und steuert die Fensterauswahlschaltung 32 so an, daß der dritte Datenbegrenzer 32c ausgewählt wird. Danach wird mit Schritt S32 fortgesetzt. Ist der Schalter 14A nicht in der EIN-Stellung, so wird Schritt S31 nicht ausgeführt und der Ablauf mit Schritt S32 fortgesetzt. In Schritt S32 wird überprüft, ob der Schalter 14B in EIN-Stellung ist. Ist der Schalter 14B in EIN-Stellung (S32: JA), so wählt der Mikroprozessor 30 das Fenster FENSTER 4 aus und steuert die Fensterauswahlschaltung 32 so an, daß der vierte Datenbegrenzer 32d (S33) ausgewählt wird. Danach wird der Ablauf mit Schritt S35 fortgesetzt. Befindet sich der Schalter 14B nicht in der EIN-Stellung, so wird Schritt S33 nicht ausgeführt und der Ablauf mit Schritt S35 fortgesetzt.

In Schritt S35 werden danach die Histogrammdaten aus dem Histogrammprozessor 29 gelesen. Der Mikroprozessor 30 berechnet danach in Schritt S37 den mittleren Helligkeitswert aus den Histogrammdaten. In Schritt S39 wird überprüft, ob der mittlere Helligkeitswert größer als das Maximum eines erlaubten Helligkeitsbereiches ist. Ist der mittlere Helligkeitswert größer als das Maximum des erlaubten Bereiches (S39: JA), so wird die Blende 22 in Schritt S41 um einen Schritt geschlossen und der Ablauf kehrt zurück zu Schritt S21.

Ist jedoch der mittlere Helligkeitswert nicht größer als das Maximum des erlaubten Helligkeitsbereiches (S39: NEIN), so wird in Schritt S43 überprüft, ob der mittlere Helligkeitswert kleiner als das Minimum des erlaubten Helligkeitsbereiches ist. Ist der mittlere Helligkeitswert kleiner als das Minimum des erlaubten Bereiches (S43: JA), so wird die Blende 22 in Schritt S45 um einen Schritt geöffnet und der Ablauf kehrt anschließend zurück zu Schritt S21. Ist der mittlere Helligkeitswert innerhalb des erlaubten Helligkeitsbereiches (S43: NEIN), so wird Schritt S45 nicht ausgeführt und das Verfahren kehrt zurück zu Schritt S21.

Fig. 9 zeigt ein Blockdiagramm eines dritten Ausführungsbeispiels des elektronischen Endoskopsystems. Das elektronische Endoskopsystem hat den elektronischen Endoskop-Einführteil 110 und einen Videoprozessor 220. Der Videoprozessor 220 ist gleichartig wie der oben im zweiten Ausführungsbeispiel beschriebene Videoprozessor 120 aufgebaut, enthält jedoch außerdem einen Farbsignalwandler 28, Farbsignalspeicher 39U, 39V und 39Y, eine Helligkeitssignaltabelle 34 und eine Farbrückgewinnungseinheit 35. Der Mikroprozessor 30A im zweiten Ausführungsbeispiel ist durch einen Mikroprozessor 30B im dritten Ausführungsbeispiel ersetzt.

Wie in Fig. 9 gezeigt, wird das RGB-Ausgangssignal des Varioprozessors 31 in ein Paar von Farbdifferenzsignalen U und V und ein Helligkeitssignal Y im Farbsignalwandler 28 umgewandelt. Die Farbdifferenzsignale U und V und das Helligkeitssignal Y werden danach in die Speicher 39U, 39V und 39Y gespeichert.

Das im Speicher 39Y gespeicherte Helligkeitssignal Y wird ausgelesen und zur Fensterauswahlschaltung 32 und zur Helligkeitstabelle 34 übertragen. Die Helligkeitstabelle 34 wird eingangsseitig mit dem Wert des Helligkeitssignals Y und den vom Histogrammprozessor 29 und vom Mikroprozessor 30B erhaltenen Histogrammdaten beschaltet, um einen Ausgabe-helligkeitswert (wie später beschrieben) zu bestimmen. Das Ausgabe-helligkeitssignal Y und die Farbdifferenzsignale U und V, die in den Speichern 39U und 39V gespeichert sind, werden einer Farbrückgewinnungseinheit 35 zugeführt, um das RGB-Signal zurückzugewinnen. Das RGB-Signal wird in die Grundfarben zerlegt, die in den Aufnahmepfeichern 36R, 36G und 36B als R-, G- und B-Daten gespeichert werden. Die R-, G- und B-Daten werden anschließend gleichzeitig aus den Aufnahmepfeichern 36R.

36G und 36B ausgelesen und durch den Videoprozessor 27 bearbeitet. Der Videoprozessor 27 gibt ein Videosignal an den Bildschirm 40 ab, um das durch das elektronische Endoskopgerät erfaßte Bild darzustellen.

Im dritten Ausführungsbeispiel werden die RGB-Bilddaten zuerst in die Helligkeitsdaten Y und die Farbdifferenzdaten U und V umgewandelt. Danach werden die Helligkeitsdaten Y mit Hilfe des Histogrammprozessors 29 und der durch die Tabelle 34 (look up table) erzeugten Charakteristik des Histogramms bearbeitet. Aus den bearbeiteten Helligkeitsdaten Y und den Farbdifferenzdaten U und V werden die RGB-Daten zurückgewonnen. Im dritten Ausführungsbeispiel wird eine Graustufentransformation angewendet, um die Helligkeitsdaten Y zu bearbeiten.

Die Fig. 10 bis 12 zeigen das Originalhistogramm, ein aufsummiertes Histogramm und ein normalisiertes Histogramm.

Die in Fig. 10 gezeigten aktuellen Daten werden vom Histogrammprozessor 29 ausgegeben und zum Mikroprozessor 30 übertragen. Der Mikroprozessor 30 berechnet die in Fig. 11 gezeigten aufsummierten Daten und gewinnt die in Fig. 12 gezeigten normalisierten Daten. Die normalisierten Histogrammdaten können als eine Charakteristik angesehen werden, die die Beziehung zwischen Eingabedaten und Ausgabedaten zeigt. Der oben beschriebene Vorgang, d. h. Erstellen des Histogramms, Erzeugen des aufsummierten Histogramms und Erzeugen der Eingabe-/Ausgabecharakteristik wird angewendet, wenn die Grauwerttransformation durchgeführt wird. Wenn die Helligkeitsdaten Y mit Hilfe der in Fig. 11 gezeigten Charakteristik umgewandelt werden, kann der dynamische Bereich der Abstufung und/oder der Kontrast des Bildes verbessert werden.

Die in Fig. 12 gezeigte Beziehung der Eingangshelligkeitswerte und Ausgangshelligkeitswerte wird durch Tabellendaten in der Tabelle 34 gespeichert. Wenn zu den aktuellen Helligkeitsdaten Werte aus der Tabelle gelesen werden, werden die in Übereinstimmung mit den normalisierten Histogrammdaten umgewandelten Daten von der Tabelle 34 ausgegeben. Wie oben beschrieben sind die Ausgangsdaten der Tabelle 34 hinsichtlich ihres dynamischen Bereiches und Kontrastes verbessert.

Fig. 13 zeigt die umgewandelten Histogrammdaten mit einer im Vergleich zur Breite der Fig. 10 ausgedehnten Breite des Helligkeitsbereiches, d. h. der dynamische Bereich wurde verbreitert. Die durch die Tabelle 34 korrigierten Helligkeitsdaten Y und die aus den Speichern 39U und 39V gelesenen Farbdifferenzsignale werden der Farbrückgewinnungseinheit 35 zugeführt, um das RGB-Signal zurückzugewinnen. Da die Helligkeitsdaten Y so umgewandelt wurden, daß die Qualität des Bildes verbessert wird, hat das zurückgewonnene RGB-Signal ebenfalls eine Qualität, die höher als die des ursprünglich erhaltenen RGB-Signals ist (Ausgabe der R, G und B Speicher 26R, 26G und 26B). Das zurückgewonnene RGB-Signal wird anschließend wie oben beschrieben bearbeitet.

Anzumerken bleibt, daß die in der Tabelle 34 geschriebenen Werte nicht auf Werte begrenzt sind, die die aufsummierten Histogrammdaten normalisieren und daß jede andere Transformation zum Ersetzen eines aktuellen Helligkeitswertes durch einen anderen Helligkeitswert zur Kontrastausdehnung und/oder zur Ausdehnung des dynamischen Bereiches des Signals angewendet werden kann. Es ist möglich, einen Teil des Histogramms zu strecken, eine Gammakompensation oder ein ähnliches Verfahren anzuwenden. Wenn das Histogrammausgleichsverfahren angewendet wird, kann eine Abflachung des Histogramms erreicht werden, die den Kontrast des Bildes verbessert. Wenn der mittlere Helligkeitswert und die Streuung berechnet werden können, kann außerdem eine sogenannte Normalisierung der Graustufen durchgeführt werden. Wenn die Graustufen normalisiert sind, kann die von den Bilderfassungsbedingungen abhängige Helligkeitsverteilung entfallen, so daß es möglich wird, Helligkeitsverteilungen zwischen mehreren Bildern zu vergleichen. Bei der Normalisierung der Graustufen werden die Bilddaten so umgewandelt, daß der aktuelle Mittelwert und die Streuung durch einen anderen Mittelwert und eine andere Streuung ersetzt werden.

Die Fig. 14A und 14B zeigen ein Flußdiagramm des Steuerungsablaufs, der durch den Mikroprozessor 30 im dritten Ausführungsbeispiel ausgeführt wird. Das in den Fig. 14A und 14B gezeigte Flußdiagramm ist gleichartig zu dem in den Fig. 8A und 8B dargestellten Flußdiagramm. Jedoch hat das in den Fig. 14A und 14B gezeigte Flußdiagramm die zusätzlichen Schritte S67, S69 und S70.

Somit wird in Schritt S51 das elektronische Endoskopsystem wie oben im zweiten Ausführungsbeispiel beschrieben in den Anfangszustand gesetzt. Danach werden im Schritt S53 die im Festwertspeicher 13 gespeicherten Daten gelesen. Das Fenster FENSTER 1 wird im Initialisierungsschritt S51 ausgewählt.

Im Schritt S55 wird überprüft, ob die aus dem Festwertspeicher 13 ausgelesenen Daten mit den vorgegebenen Daten DATA1 übereinstimmen.

Wenn die aus dem Festwertspeicher 13 ausgelesenen Daten mit den vorgegebenen Daten DATA1 (S55: JA) übereinstimmen, so wird in Schritt S57 der Vergrößerungsfaktor des Varioprozessors 31 auf zwei eingestellt und das Fenster FENSTER 2 wird ausgewählt. Das Verfahren wird anschließend mit dem Schritt S59 fortgesetzt.

Wenn die aus dem Festwertspeicher 13 ausgelesenen Daten nicht mit den vorgegebenen Daten DATA1 übereinstimmen (S55: NEIN), so wird Schritt S57 nicht ausgeführt.

In Schritt S59 wird die Stellung der Schalter 14A und 14B abgefragt. Danach wird in Schritt S60 überprüft, ob der Schalter 14A in der EIN-Stellung ist. Ist der Schalter 14A in der EIN-Stellung (S60: JA), dann steuert der Mikroprozessor 30 die Fensterauswahlschaltung 32 so an, daß der dritte Datenbegrenzer 32c ausgewählt wird und somit das Fenster FENSTER 3 (S61). Anschließend wird das Verfahren mit dem Schritt S62 fortgesetzt. Wenn der Schalter 14A nicht in der EIN-Stellung ist, dann wird Schritt S61 nicht ausgeführt und das Verfahren im Schritt S62 fortgesetzt. Im Schritt S62 wird überprüft, ob der Schalter 14B in EIN-Stellung ist. Ist der Schalter 14B in EIN-Stellung (S62: JA), dann steuert der Mikroprozessor 30 die Fensterauswahlschaltung 32 so an, daß der vierte Datenbegrenzer 32D und somit das Fenster FENSTER 4 ausgewählt wird (S63). Anschließend wird das Verfahren im Schritt S65 fortgesetzt. Wenn der Schalter 14B nicht in der EIN-Stellung ist, wird Schritt S63 nicht ausgeführt und das Verfahren im Schritt S65 fortgesetzt.

Im Schritt S65 werden die Histogrammdaten aus dem Histogrammprozessor 29 ausgelesen. Die aufsummier-

ten Daten werden in Schritt S67 und die normalisierten Daten in Schritt S69 berechnet. In Schritt S70 werden die normalisierten Histogrammdaten in der Tabelle 34 gespeichert.

In Schritt S71 berechnet der Mikroprozessor 30 anschließend den mittleren Helligkeitswert aus den Histogrammdaten. In Schritt S73 wird überprüft, ob der mittlere Helligkeitswert größer als das Maximum eines erlaubten Helligkeitsbereiches ist. Ist der mittlere Helligkeitswert größer als das Maximum des erlaubten Helligkeitsbereiches (S73: JA), so wird die Blende 22 in Schritt S75 um einen Schritt geschlossen und das Verfahren kehrt zurück zu Schritt S51. 5

Wenn jedoch der mittlere Helligkeitswert nicht größer als das Maximum des erlaubten Helligkeitsbereiches ist (S73: NEIN), so wird in Schritt S77 festgestellt, ob der mittlere Helligkeitswert kleiner als das Minimum des erlaubten Helligkeitsbereiches ist. Ist der mittlere Helligkeitswert kleiner als das Minimum des erlaubten Helligkeitsbereiches (S77: JA), so wird die Blende 22 im Schritt S79 um einen Schritt geöffnet und das Verfahren kehrt zu Schritt S51 zurück. Wenn der mittlere Helligkeitswert innerhalb des erlaubten Helligkeitsbereiches liegt (S77: NEIN), wird Schritt S79 nicht ausgeführt und das Verfahren kehrt zu Schritt S51 zurück. 10

Wie oben beschrieben werden die durch das Abbildungsgerät abgegebenen Helligkeitssignaldaten des Bildsignals mit Hilfe des Histogrammprozessors 29 bearbeitet und die Helligkeit des Bildsignals wird durch die Tabelle 34 korrigiert, die aus den Histogrammdaten erzeugt wurde. Das beobachtete Bild kann deshalb einen verbesserten Kontrast und Dynamikbereich haben. Der Bauraum der benötigten Schaltungsanordnung ist außerdem klein und somit können die Gesamtgröße und die Herstellungskosten des elektronischen Endoskopsystems verringert werden. 15

Patentansprüche 20

1. Elektronisches Endoskopsystem zum Erfassen eines Bildes von einem Objekt durch Verwenden eines Abbildungsgerätes,
mit einer Beleuchtungsvorrichtung zum Beleuchten des Objekts, 25
einer Aufnahmevorrichtung zum Aufnehmen von Bilddaten des Objekts,
einer Vorrichtung (28) zum Ermitteln von Helligkeitsdaten aus den Bilddaten, gekennzeichnet durch
eine Auswertevorrichtung (29) zum Durchführen einer Histogrammbearbeitung mit den Helligkeitsdaten
(Y),
und durch eine Steuerung (23) zum Steuern der von der Beleuchtungsvorrichtung abgestrahlten Lichtmen- 30
ge abhängig vom Ergebnis der Histogrammbearbeitung.
2. Elektronisches Endoskopsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß in der Beleuchtungsvorrichtung enthalten sind:
eine Lichtquelle (21),
ein Glasfaserkabel (12) zum Übertragen des Lichtes von der Lichtquelle (21) zum Objekt, wobei das Objekt 35
beleuchtet wird,
eine Blende (22) zwischen der Lichtquelle (21) und dem Glasfaserkabel (12),
wobei die Steuerung (23) zum Verändern der Lichtmenge die Öffnungsgröße der Blende (22) verändert.
3. Elektronisches Endoskopsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufnahmevorrichtung ein CCD-Element (11) enthält. 40
4. Elektronisches Endoskopsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch
eine Anzeige (40) zum Darstellen eines Bildes des Objekts,
und durch eine Anzeigesteuerung (32) zum Steuern der Bilddaten derart, daß ein zu einem Teil der
Bilddaten gehörendes Bild auf der Anzeige (40) dargestellt wird, wobei die Auswertevorrichtung (29) die
Histogrammbearbeitung nur bezüglich des Teiles der Bilddaten durchführt, der auf der Anzeige (40) 45
dargestellt wird.
5. Elektronisches Endoskopsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine
Umwandlungsvorrichtung (34) zum Umwandeln der Helligkeitsdaten abhängig vom Ergebnis der Histogrammbearbeitung, wobei die Steuerung (23) die Beleuchtungsvorrichtung zum Ändern der Helligkeit des
Objektes gemäß der umgewandelten Helligkeitsdaten ansteuert. 50
6. Elektronisches Endoskopsystem nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet,
daß die Auswertevorrichtung (29) die Histogrammbearbeitung mit den umgewandelten Helligkeitsdaten
durchführt,
und daß die Steuerung (35) die Beleuchtungsvorrichtung zum Ändern der Helligkeit des Objektes abhängig
vom Ergebnis der mit den umgewandelten Helligkeitsdaten durchgeführten Histogrammbearbeitung an- 55
steuert.

Hierzu 14 Seite(n) Zeichnungen

60

65

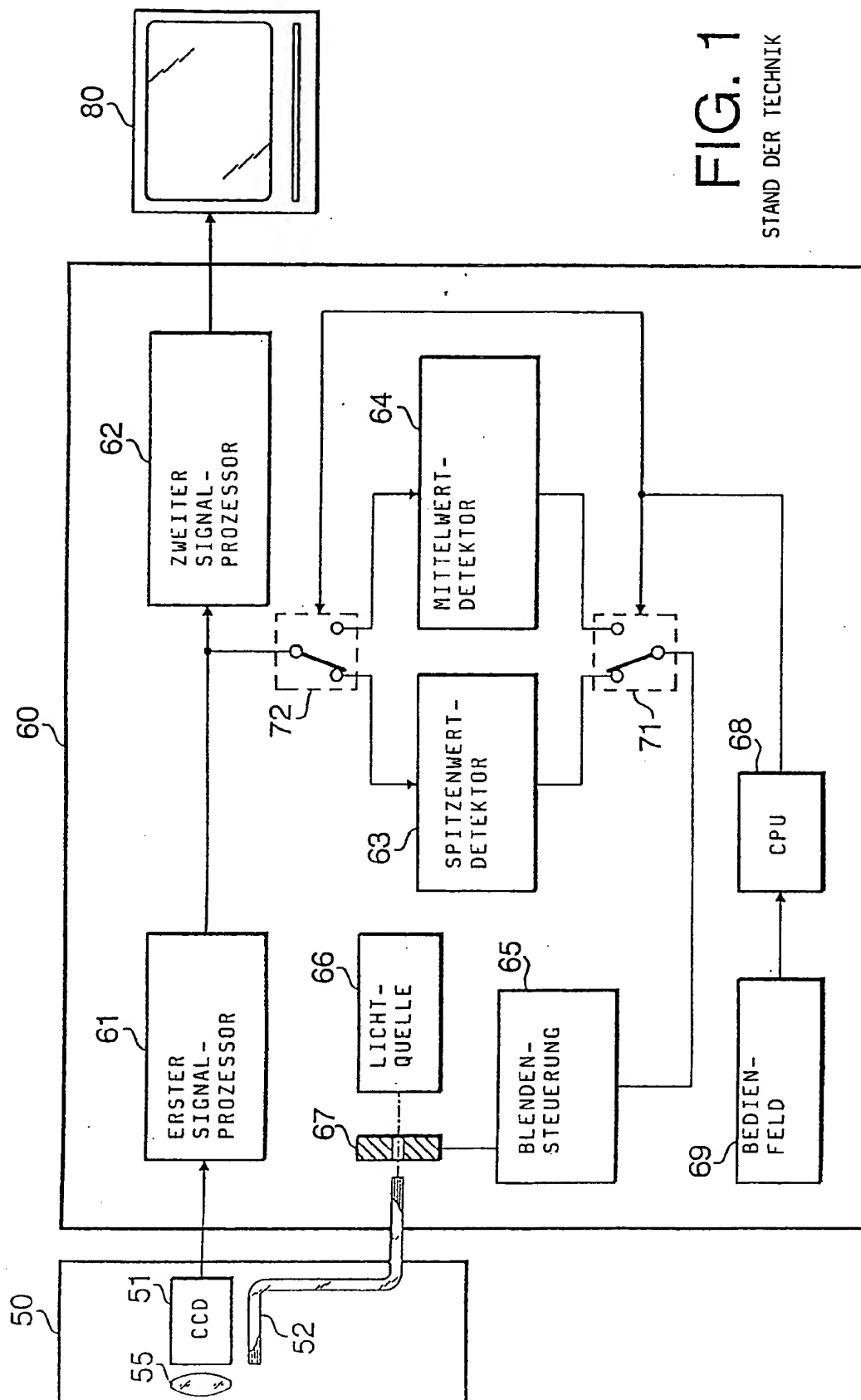


FIG. 1
STAND DER TECHNIK

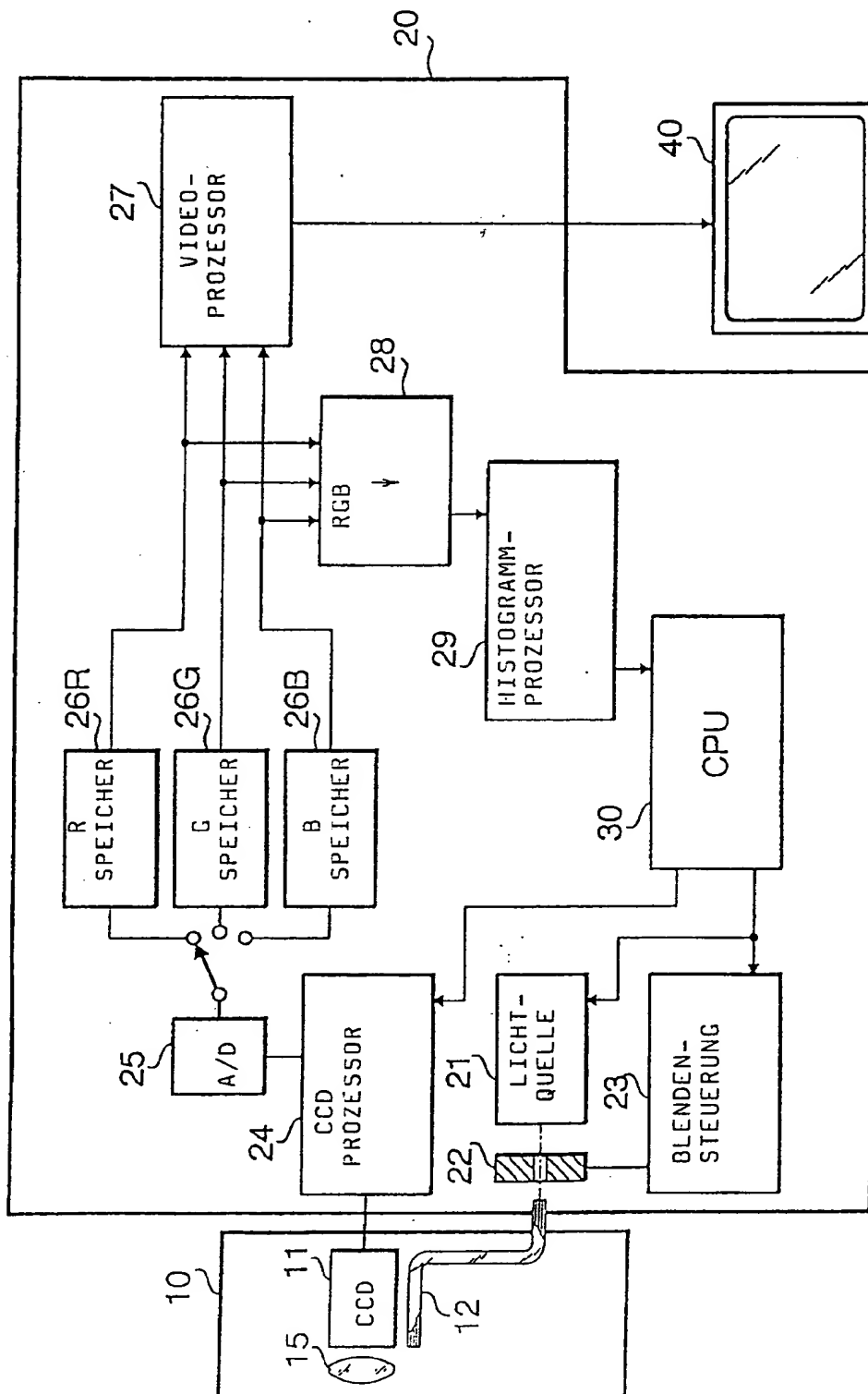


FIG. 2

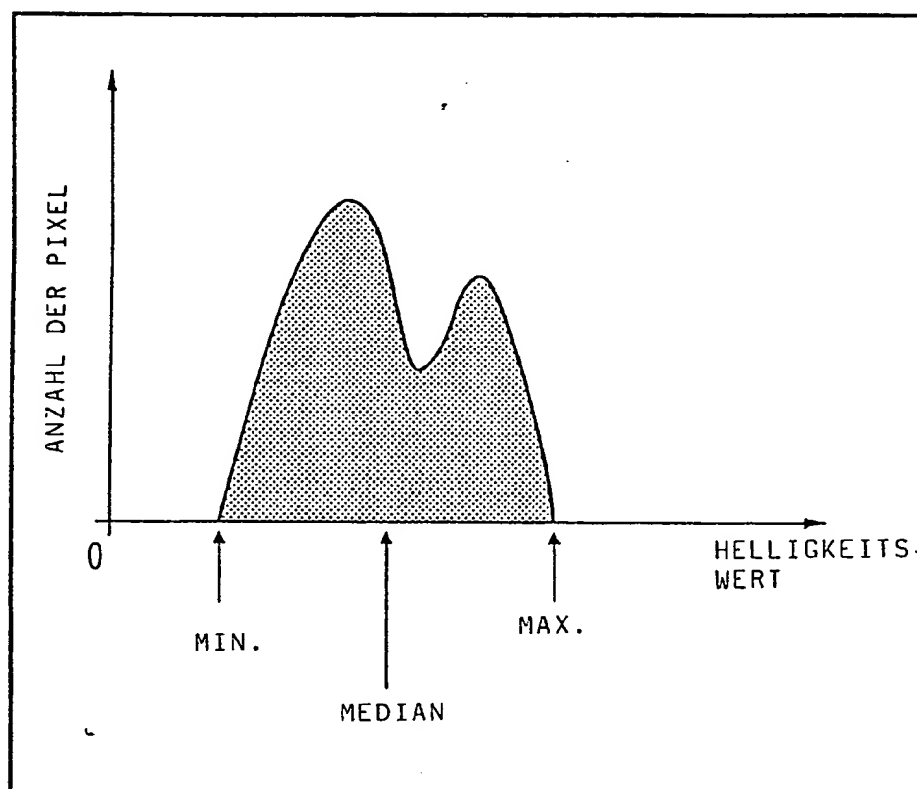
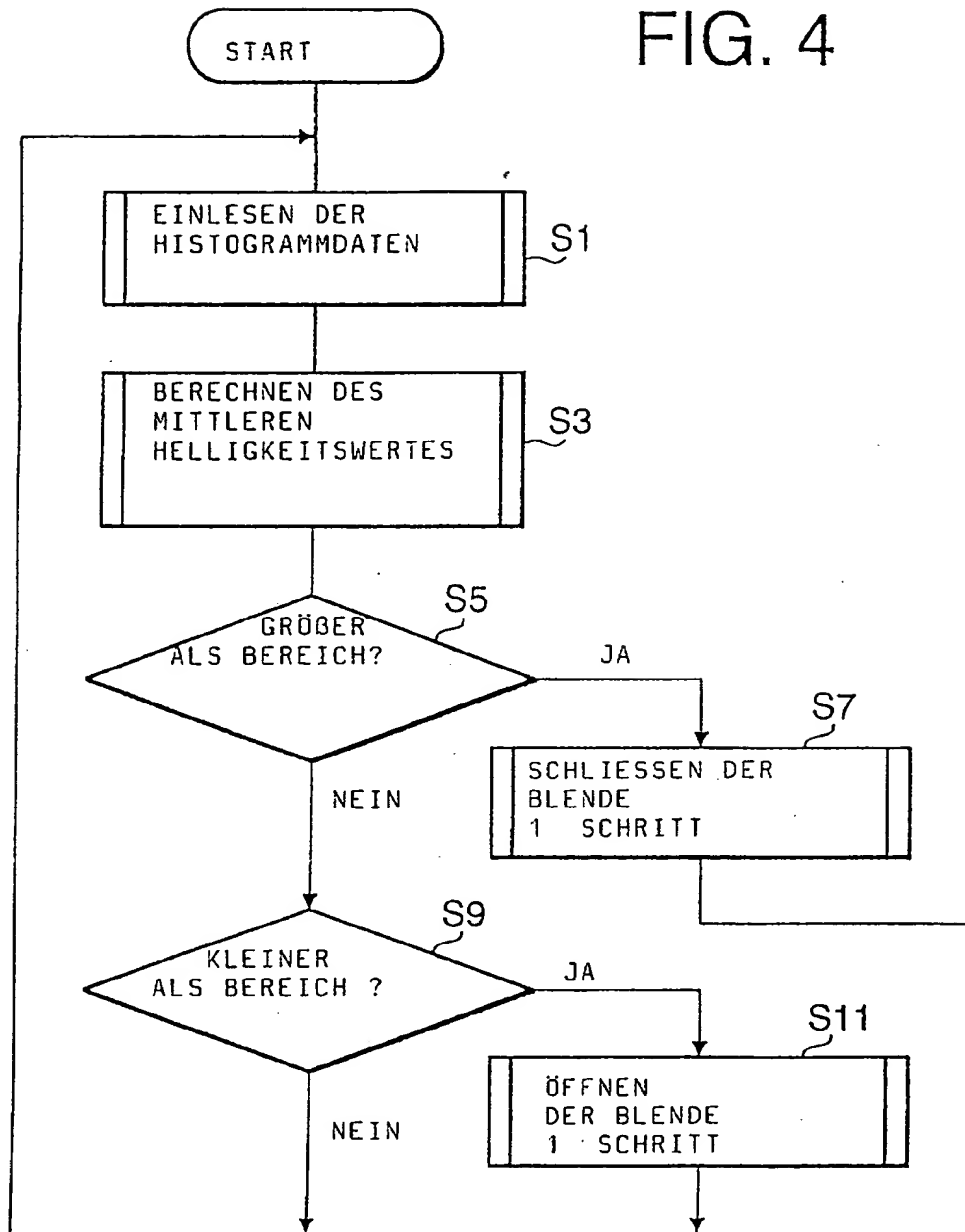


FIG. 3

FIG. 4



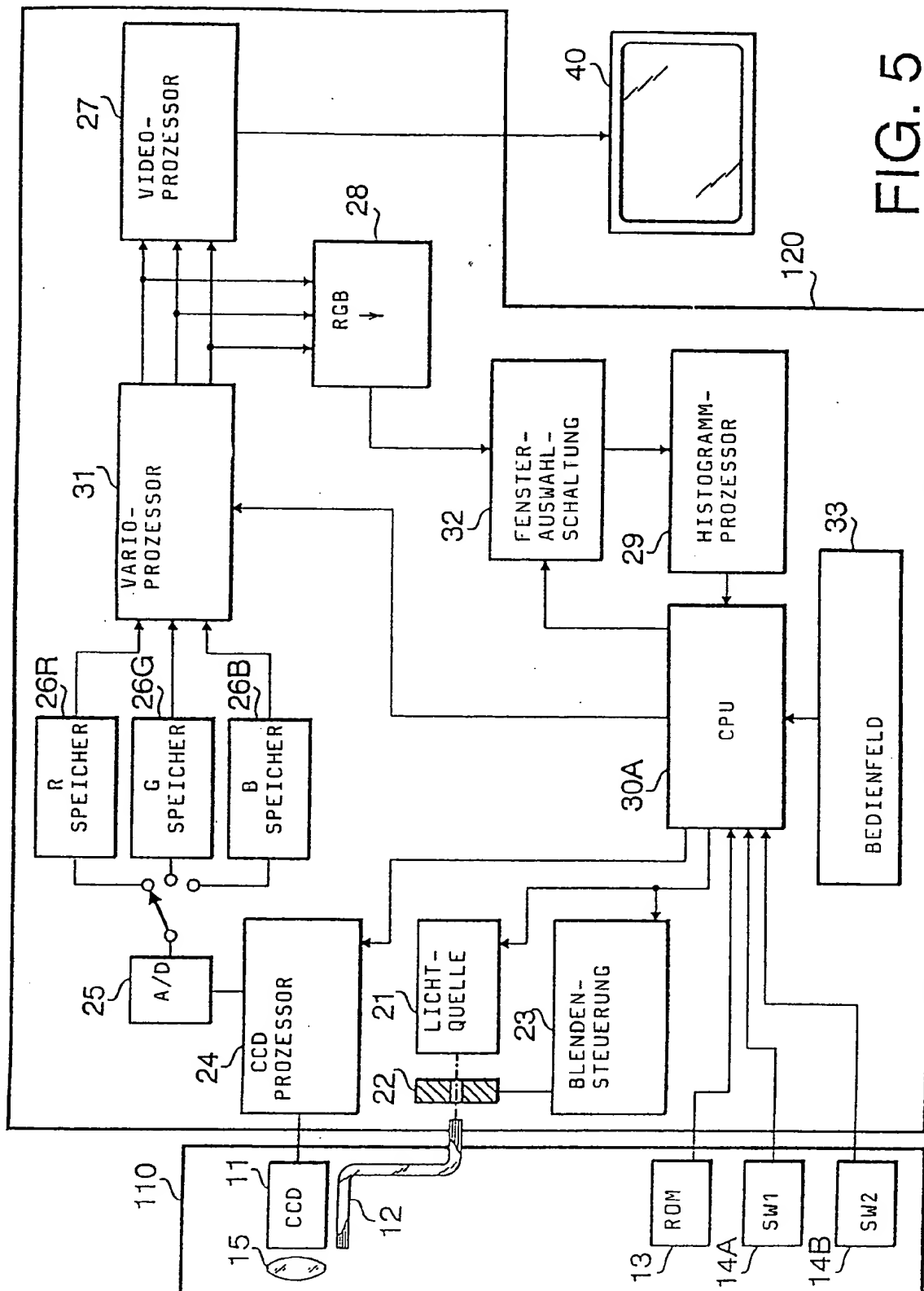


FIG. 5

FIG. 6

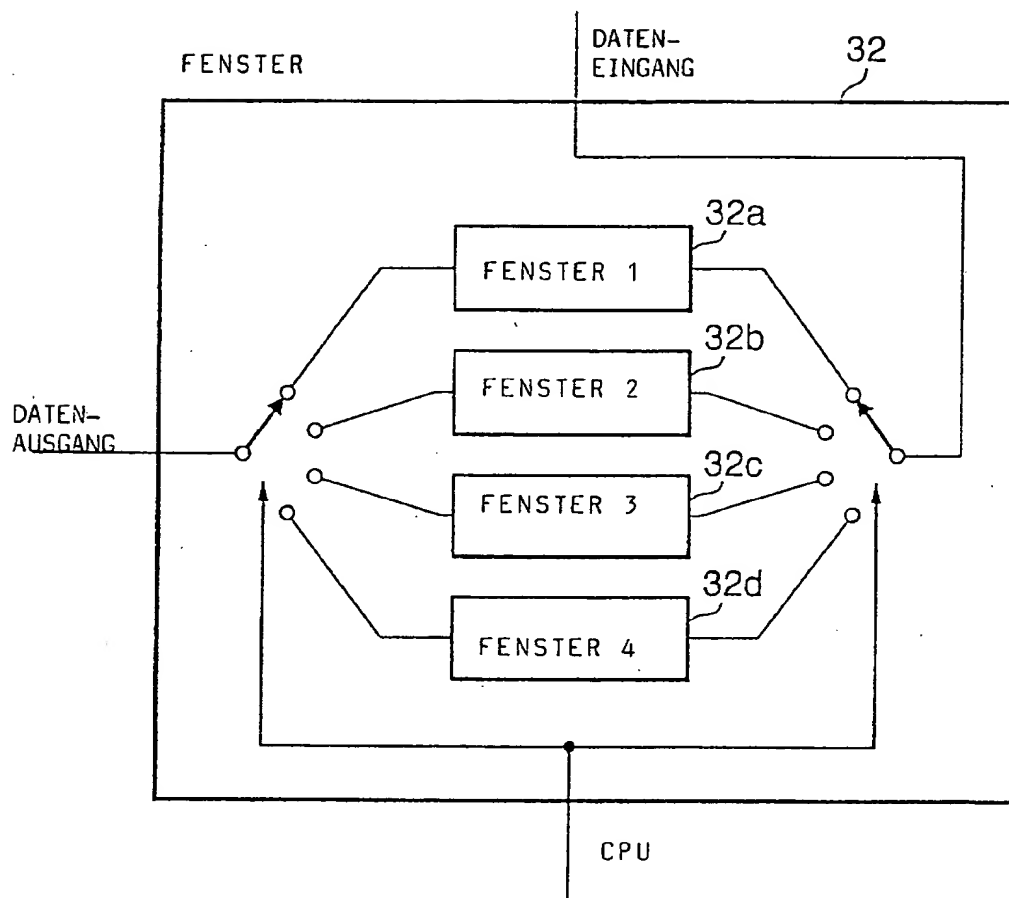


FIG. 7A

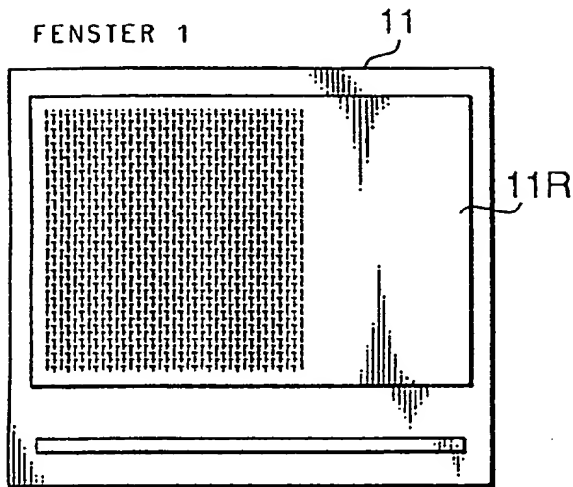


FIG. 7B

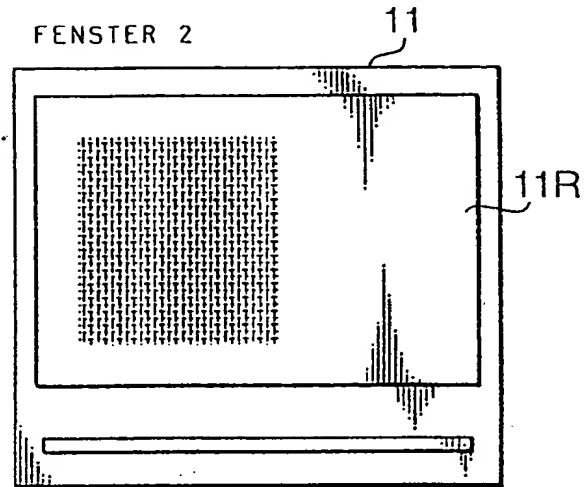


FIG. 7C

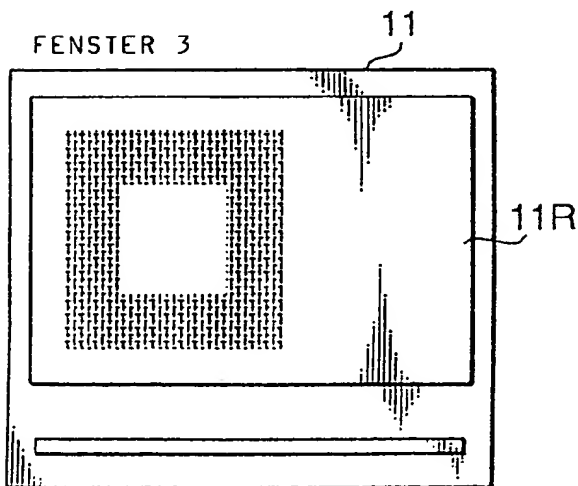


FIG. 7D

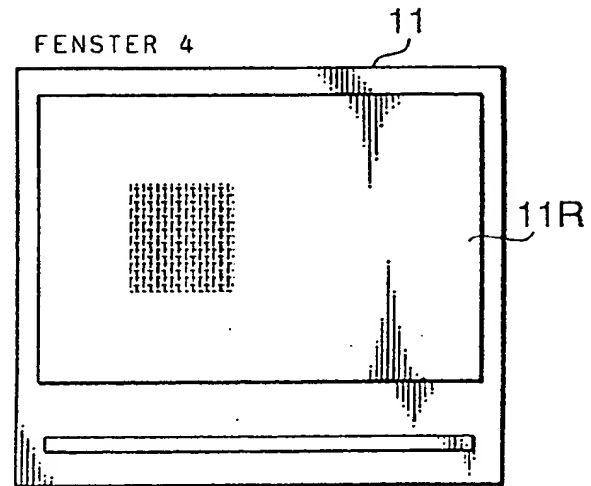


FIG. 8A

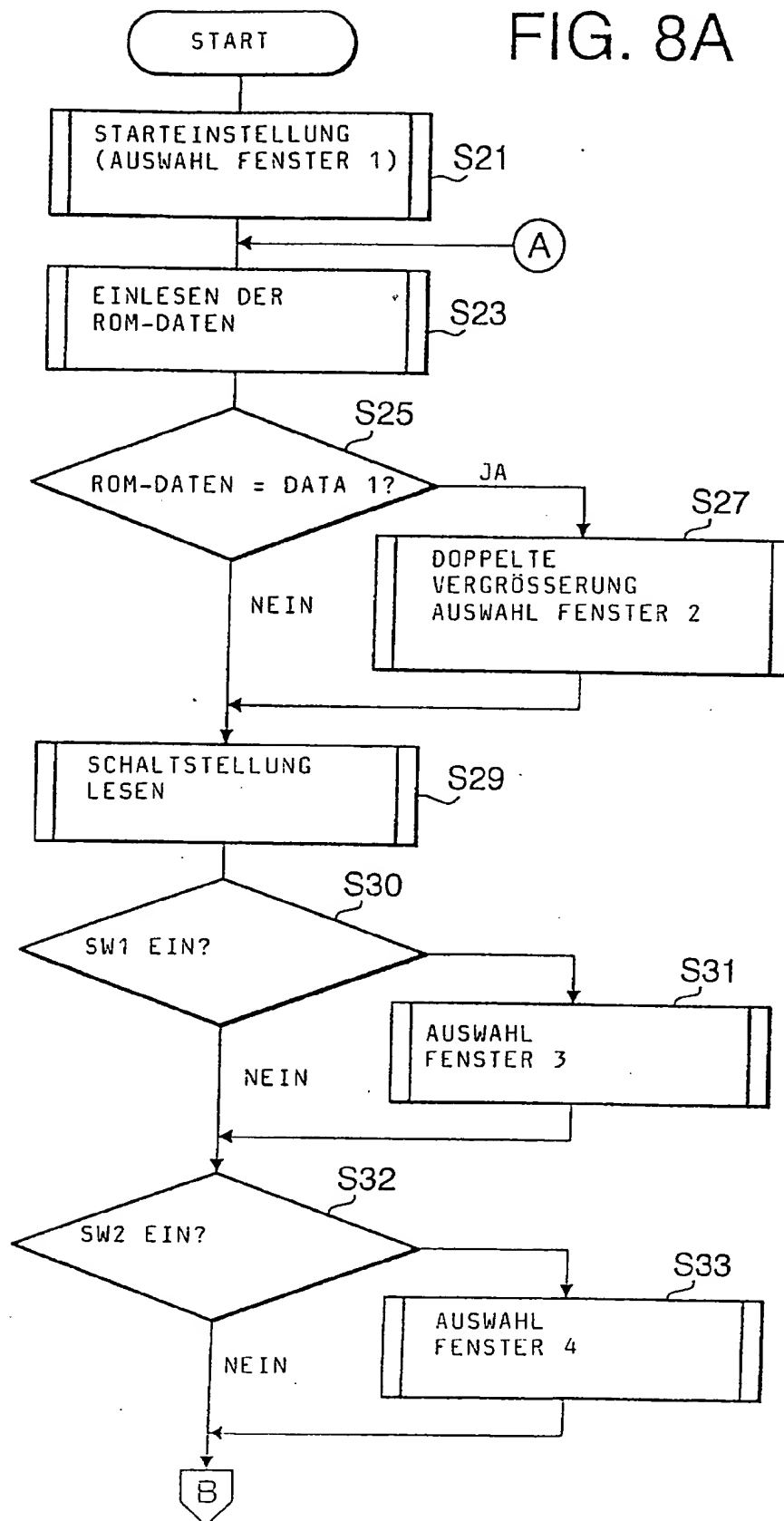
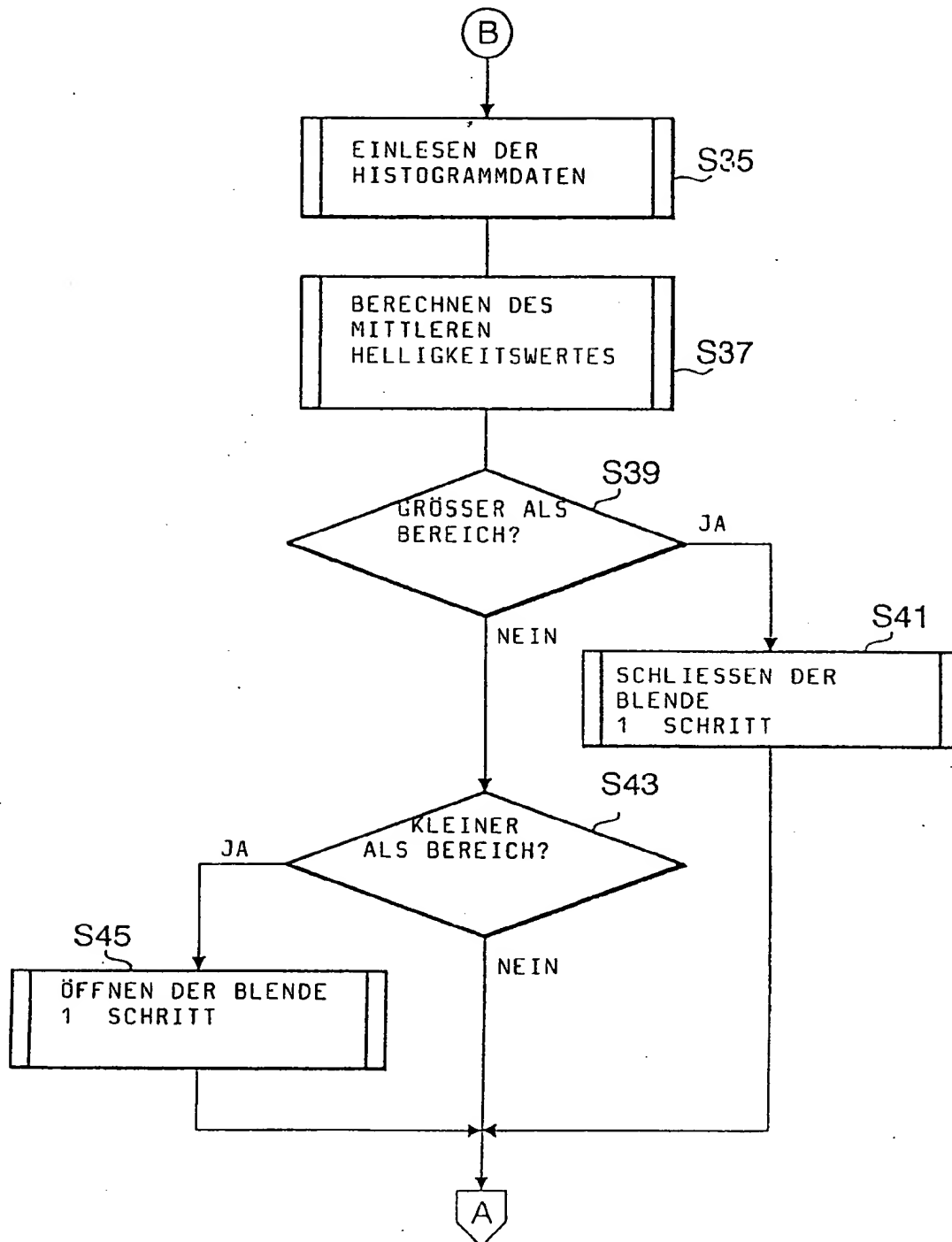


FIG. 8B



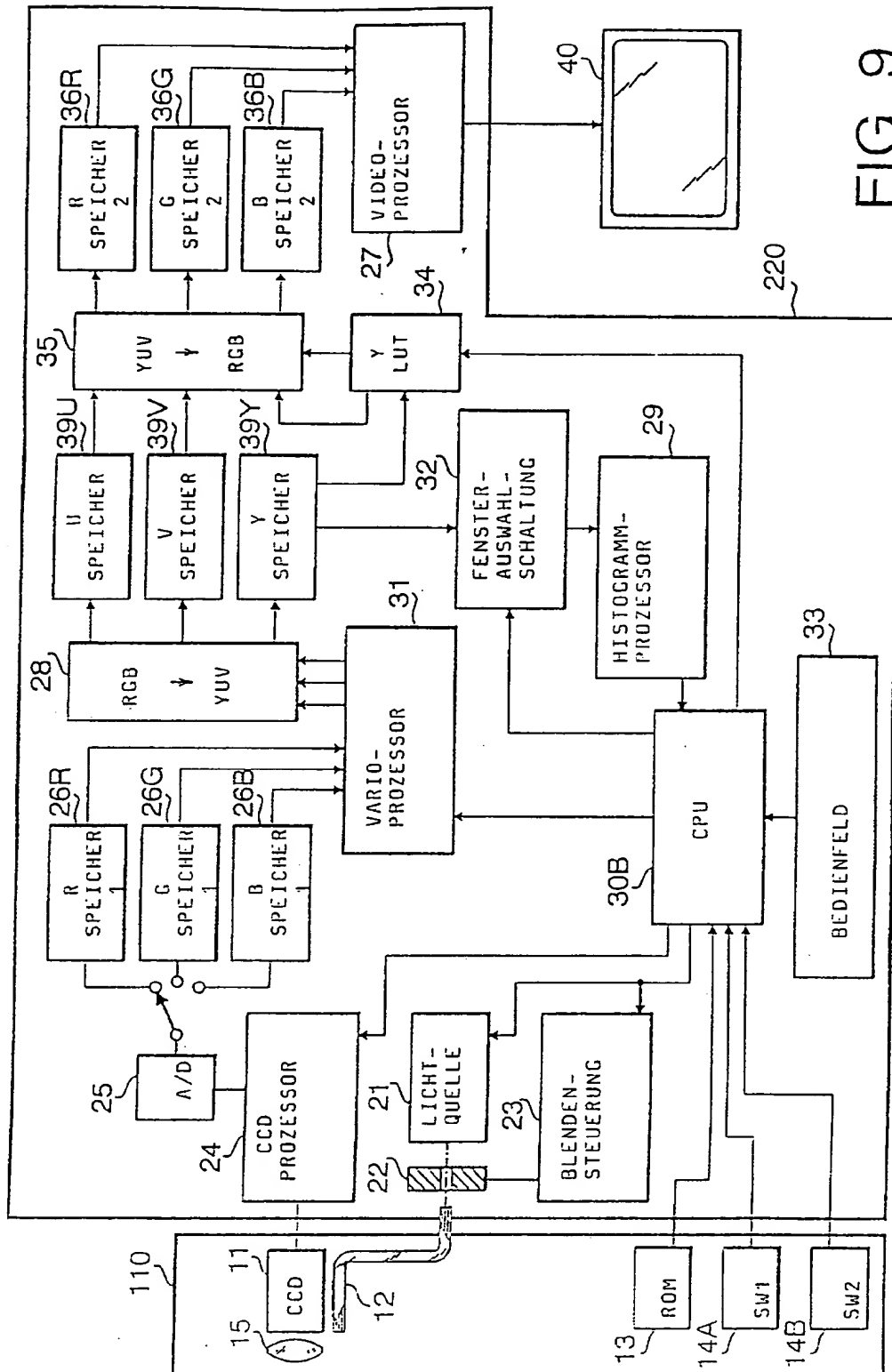


FIG. 9

FIG. 10

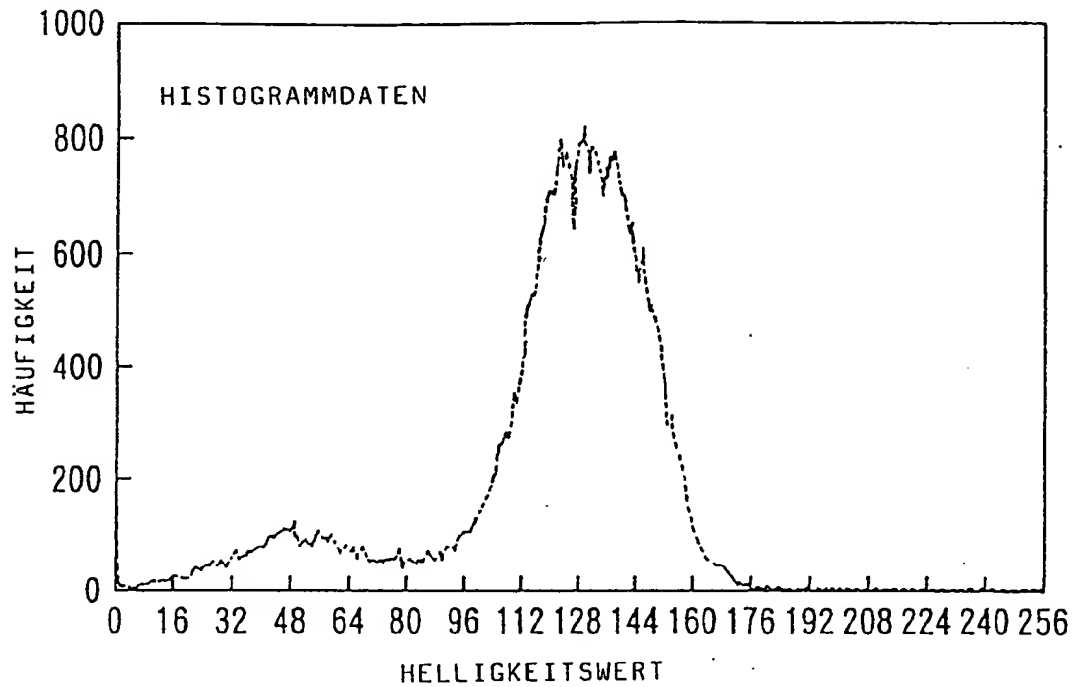


FIG. 11

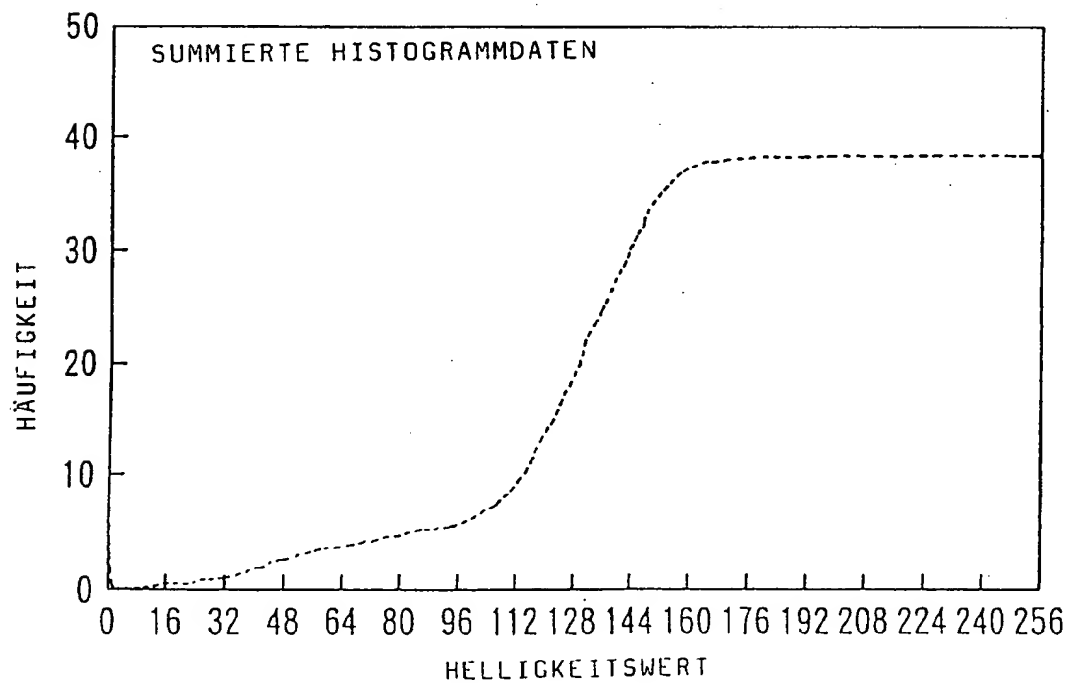


FIG. 12

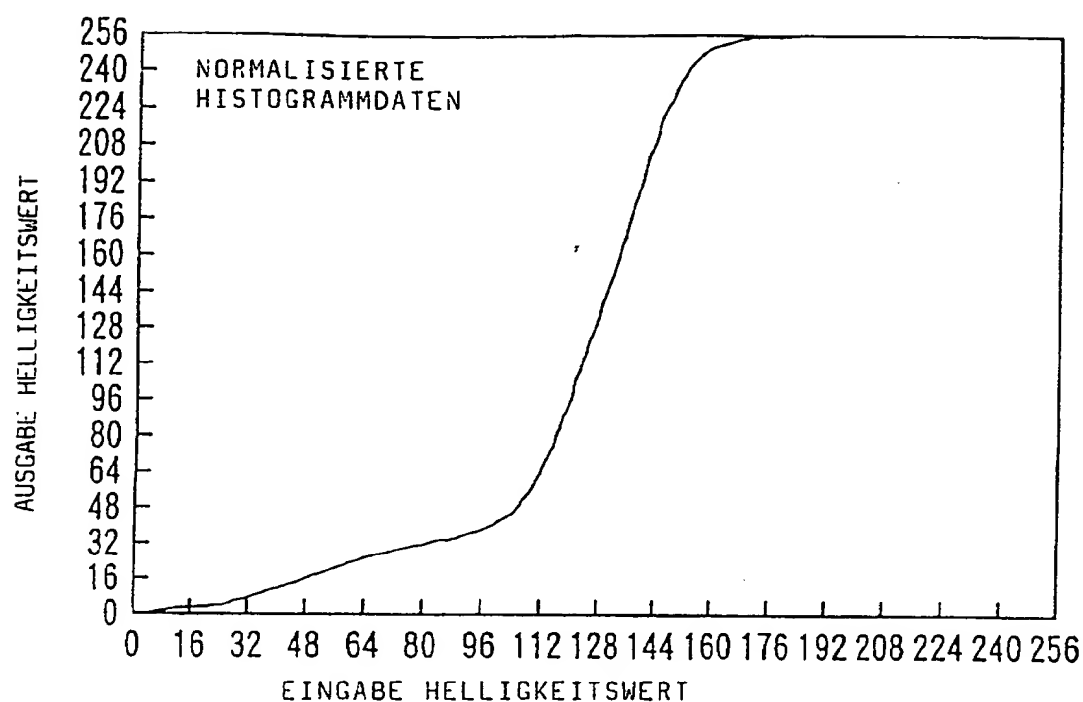


FIG. 13

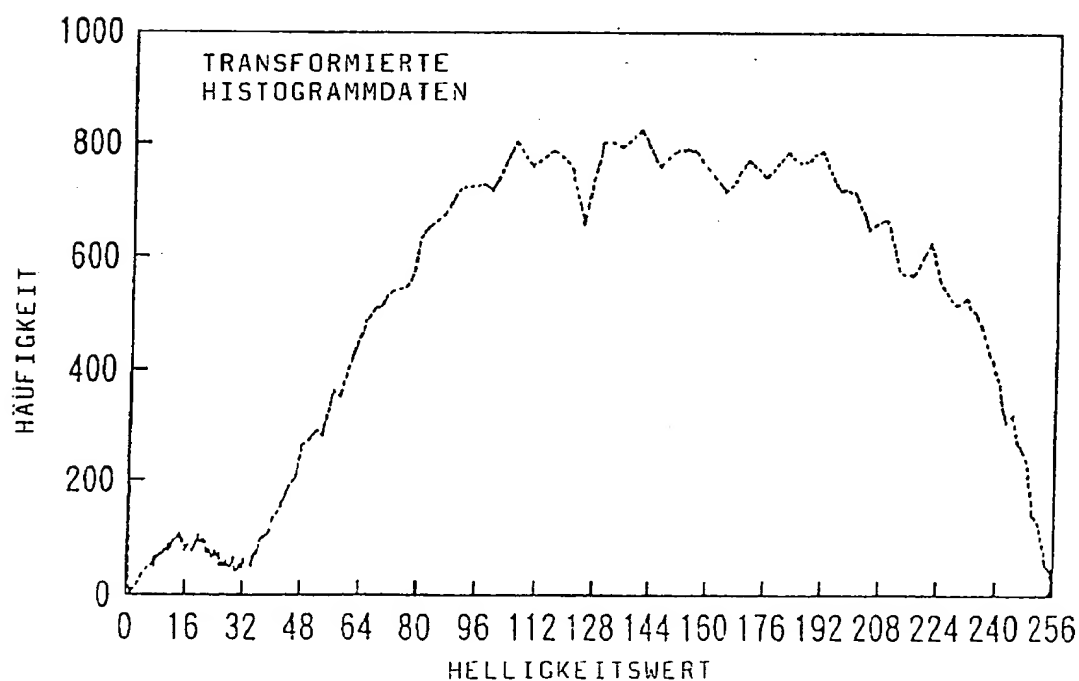


FIG. 14A

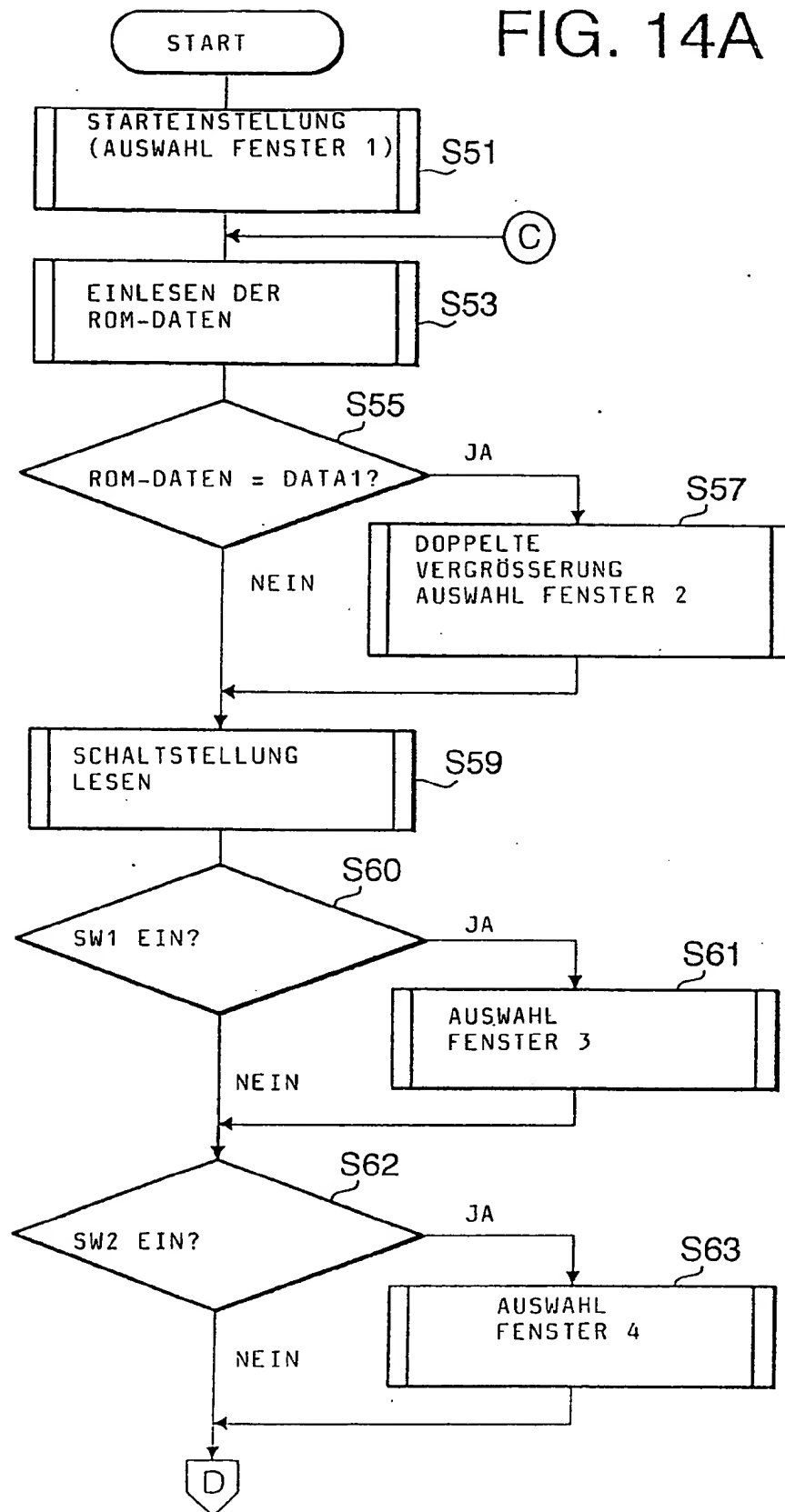


FIG. 14B

